



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA CHŮZE

MOTION ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

JIŘÍ HUDEC

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. JIŘÍ SEKORA

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Jiří Hudec

ID: 125026

Ročník: 3

Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Analýza chůze

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proved'te literární rešerši v oblasti analýzy chůze za pomoci kamer, snímajících terčíky umístěné vhodně na těle. Seznamte se s laboratoří chůze při FN Brno a s kamerovým systémem Vicon. Diskutujte možné využití při rehabilitaci. 2) Navrhněte a zdůvodněte vhodné uspořádání kamer a terčíků pro snímání chůze. Navrhněte vhodné algoritmy pro zpracování obrazů ze záznamů chůze. 3) Analyzujte výstupní data ze systému Vicon a na datech za pomoci navržených algoritmů proved'te rekonstrukci modelu chůze. 4) Ve spolupráci s laboratoří chůze ověřte navržené algoritmy. 5) Proved'te diskuzi získaných výsledků a zhodno'te účinnost navržených algoritmů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] COOK, R.E., et al. Gait analysis alters decision-making in cerebral palsy. In Journal of Pediatr Orthop., 2003 May-Jun; 23(3):292-5.

[2] NOVACHECK, T. Center for Gait and Motion Analysis. Dostupný z: <www.gillettechildrens.org>.

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 25.5.2012

Vedoucí práce: Ing. Jiří Sekora

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá analýzou lidské chůze pomocí kamerového systému Vicon. V prvních dvou kapitolách jsou diskutovány základní pojmy pro analýzu chůze spolu s principem metody pro její analýzu. Dále je diskutováno vhodné rozmístění kamer v laboratoři a způsob rozmístění markerů na těle pacienta. Ve druhé kapitole je dále popsána synchronizace kamer a formát datového souboru CSV.

Ve třetí kapitole popisují realizaci algoritmů a uživatelského software v programu Matlab pro čtyři vytvořené analýzy. A v poslední čtvrté kapitole diskutují výsledky anonymizovaných dat spolu se srovnáním vytvořených analýz s analýzami z laboratoře chůze.

Abstract

Bachelor thesis is dealing with how to analyze human walk with Vicon camera system. In the first chapter are described elementary ideas for gait analysis and principal methods of Vicon system. There is also discussed basic layout of cameras in the laboratory and layout of markers attached at a human body. The second chapter is also about synchronisation of multiple cameras and description of CVS format.

Further, in the third chapter are discussed four algorithms created in Matlab for a description of gait analysis. In the last fourth chapter are discussed the results of the software from Matlab and comparison these results with results made in the laboratory of gait analysis.

Klíčová slova

Chůze, pohyb, systém Vicon, marker, infračervené záření, spastická diplegie, rehabilitace, 2D, 3D, Matlab.

Key words

Gait, motion, Vicon system, marker, infrared light, spastic diplegia, rehabilitation, 2D, 3D, Matlab.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svoji bakalářskou práci na téma Analýza chůze vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 23. května 2012

.....
podpis autora

Poděkování

Rád bych poděkoval mému vedoucímu bakalářské práce Ing. Jiřímu Sekorovi za cenné rady a vstřícnost při zpracovávání mé práce, laboratornímu týmu z dětské Fakultní nemocnice Brno za prohlídku laboratoře a mé rodině za trpělivost a podporu.

V Brně dne 23. května 2012

.....
podpis autora

Bibliografická citace mé práce

HUDEC, J. *Analýza chůze*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 36 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jiří Sekora.

Obsah

Úvod	9
1 Chůze	10
1.1 Chůze jako základní pohybový aparát	10
1.2 Vybavení laboratoře pro analýzu chůze	11
1.3 Umístění reflexních značek	11
1.4 Limitace analýzy chůze ve 2D a 3D	13
2 Systém pro analýzu chůze	14
2.1 Princip systému a jeho význam	14
2.2 Rozmístění kamer v prostoru	15
2.3 Synchronizace kamer	16
2.4 Snímání pohybu	18
2.5 Metoda zpracování dat	18
2.6 Datový soubor ve formátu CSV	19
2.7 Vyhodnocení záznamu dat	20
3 Realizace algoritmu a uživatelského software	21
3.1 Postup pro realizaci algoritmů	23
3.2 Analýza dat ve 2D	23
3.3 Rozdílová analýza	24
3.4 Reprezentace dat ve 3D	24
3.5 Analýza došlapu chodidla	24
4 Dosažené výsledky	25
4.1 Analýza dat ve 2D	25
4.2 Rozdílová analýza	27
4.3 Reprezentace dat ve 3D	29
4.4 Analýza došlapu chodidla	30

Závěr	31
Literatura	32
Seznam použitých zkratek.....	34
Přílohy	35
Ovládání programu	35

Seznam obrázků

<i>Obrázek 1: Průběh jedno dvoj-kroku [3]</i>	10
<i>Obrázek 2: Ukázka markerů ve dvou velikostech [11]</i>	12
<i>Obrázek 3: Ukázka rozmístění markerů na dolních končetinách [11]</i>	12
<i>Obrázek 4: Ukázka rozmístění markerů na horních končetinách, hrudníku a hlavě [11]</i>	13
<i>Obrázek 5: Princip získání odrazu IR záření pro jednu kameru</i>	14
<i>Obrázek 6: Kamerové hlavice s IR zářiči [9]</i>	14
<i>Obrázek 7: Rozmístění kamer do tvaru elipsy a kruhu</i>	15
<i>Obrázek 8: Reálné rozmístění kamer v laboratoři FN Bohunice (zdroj, FN Brno)</i>	16
<i>Obrázek 9: Synchronizační pomůcky - kalibrační kříž (vlevo) a kalibrační trojúhelník (vpravo) [5]</i>	17
<i>Obrázek 10: Synchronizace osmi kamer v laboratoři FN Bohunice (zdroj, FN Brno)</i>	17
<i>Obrázek 11: Vznik prostorové souřadnice ze dvou 2D obrazů v čase „T1“</i>	18
<i>Obrázek 12: Ukázka jednotlivých kloubů (kotníkový, kolenní, kyčelní) a pánve ve třech základních rovinách [3]</i>	20
<i>Obrázek 13: Ukázka bodu o souřadnici (x,y,z) v kartézské soustavě souřadnic</i>	21
<i>Obrázek 14: Ukázka grafického prostředí vytvořeného programu v Matlabu</i>	22
<i>Obrázek 15: Závislost úhlu α na stranách a a b v pravoúhlém trojúhelníku</i>	24
<i>Obrázek 16: Průběh kotníkového markeru v sagitální rovině z programu Matlab</i>	25
<i>Obrázek 17: Průběh markerů RANK (vlevo) a LANK (vpravo) v sagitální rovině z programu Vicon Nexus (zdroj, FN Brno)</i>	26
<i>Obrázek 18: Průběh kolenního markeru v sagitální rovině z programu Matlab</i>	27
<i>Obrázek 19: Průběh kolenního markeru v sagitální rovině z programu Vicon Nexus (zdroj, FN Brno)</i>	27
<i>Obrázek 20: Zobrazení grafického výstupu rozdílové analýzy z programu Matlab</i>	28
<i>Obrázek 21: Ukázka 3D modelu chůze z programu Matlab</i>	29
<i>Obrázek 22: Ukázka 3D modelu chůze z programu Vicon Nexus (zdroj, FN Brno)</i>	30

Úvod

Bakalářská práce se zabývá zpracováním datového záznamu ze systému Vicon, který snímá lidskou chůzi pomocí soustavy kamer a její následnou analýzou v programovém jazyce Matlab. Snímáním pohybu pomocí kamerového systému vzniká možnost vytvoření samotného modelu s její následnou rekonstrukcí. Metoda umožňuje zaznamenávat lidský pohyb ve trojrozměrném zobrazení, odkud se začala používat v animátorství. Z animátorství se postupně díky své vysoké přesnosti detekce začala používat v medicíně při analyzování chůze a v jiných odvětvích jako je sportovní medicína, zoologie, nebo vojenství. Zaměřením na popis pohybu jednotlivých částí těla a využití metody v medicíně.

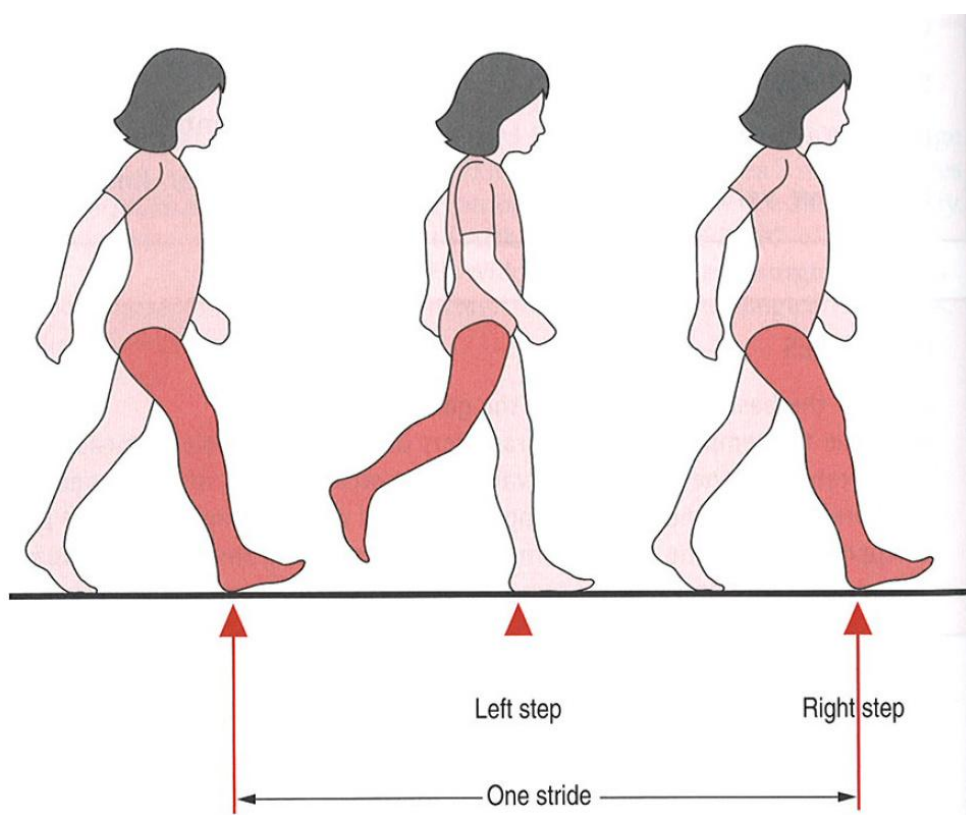
V medicíně existuje velké množství techniky, která pomáhá lékařům v diagnostikování anamnézy pacienta. Některé mají vysokou výpovědní informaci, některé méně. Pro určení závažnosti nemoci a případné zahájení léčby rozhodují vždy odborní lékaři. U analýzy chůze se jedná o lékaře z oboru pediatrie, nebo ortopedie. Jsou ale případy, kde se velmi těžko hledá příčina problému, i když pacient trpí bolestmi při pohybu. I kvůli takovým problémům vznikají laboratoře pro analýzu chůze pro objasnění dané příčiny. S jejími výsledky se potom lékař rozhodne s dostatečnou přesností, zda pacienta pošle na operaci, nebo zvolí jiný typ léčby. Díky vysokým provozním nákladům se v dětské nemocnici FN Brno však analyzují zatím pouze děti.

1 Chůze

1.1 Chůze jako základní pohybový aparát

Chůze je nejpoužívanějším druhem pohybu, který zdravý člověk ovládá asi ze všeho nejvíce. Je nejjednodušším transportním prostředkem, ale také základním pohybem pro ostatní pohyby na něj navazující, jako je běhání, poskakování, přeskakování, a také pro sporty jako je plavání, lyžování, jízda na kole a mnoho dalších [3].

Lidská chůze se skládá z jednotlivých kroků. Protože při analyzování chůze se rozebírá a kontroluje především pohyb jednotlivých kloubů, je potřeba si ujasnit, z jakého úseku chůze budeme hodnoty používat. Na obrázku 1 je zobrazen průběh jednoho dvoj-kroku, kterému se v anglickém jazyce říká „stride“. Ten je složen ze dvou kroků a to z levého kroku (left step) a pravého kroku (right step). Jeden „stride“ začíná pohybem vykročení levé, nebo pravé nohy, pokračuje švihem nohy opačné a končí dopadem nohy vykračující. Pohyb nohy se skládá z fáze vykračující a fáze švihací a to v rovině sagitální (to je rovina dělicí tělo na pravou a levou část).



Obrázek 1: Průběh jedno dvoj-kroku [3]

Je všeobecně známo, že jakýkoliv pohyb je zdraví prospěšný pro zdravého člověka. Jsou však i lidé, kteří tuto možnost pohybu postupně ztrácejí, nebo schopnost chodit nemají už od narození. Jinými slovy máme dvě skupiny lidí se sníženou pohyblivostí. První skupina má problémy s chůzí kvůli genetickým vlohám od narození. Nejčastěji jsou to lidé trpící spastickou diplegií (diparézou). To je závažné onemocnění, kde svaly jsou v postižených partiích ztuhlé a trvale stažené (spastické) bránící v pohybu. Druhá skupina jsou lidé, kteří se narodili zdraví, nicméně po určité době začali mít bolesti spojené s pohybem. Příčin bývá obvykle několik, ale nejčastěji se jedná o špatný životní styl bez dostatečného pohybu. [10]

Problémy pohybového aparátu jsou často spojené se špatnou funkcí svalů, popřípadě kloubů, navštěvují pacienti rehabilitační pracoviště na jejich uvolnění. Některé rehabilitace, jsou však neúčinné, kvůli problematice onemocnění. V tomto případě by mohla laboratoř chůze přispět ke včasné diagnóze a správnému postupu léčby.

Nicméně využití v rehabilitaci už funguje a to především při sledování stavů, kdy pacient po podstoupení operace se kontroluje pro zjištění progresu léčby. Analýza je momentálně nenahraditelná ve své objektivitě a velké přesnosti a nabízí komplexní přístup k hodnocení rehabilitace. [11]

1.2 Vybavení laboratoře pro analýzu chůze

Systém pro analýzu chůze se skládá z hardwarového a softwarového vybavení. HW vybavení se skládá ze speciálních vysokorychlostních kamer (obvyklý počet osm) s infračervenými zářiči, kalibračního vybavení, ovládacího panelu pro kamerový systém, počítače, kabeláže a markerů různé velikosti pro detekování pohybu. Jako SW vybavení počítače pro snímání dat se používá program Vicon Nexus a Vicon Polygon[9].

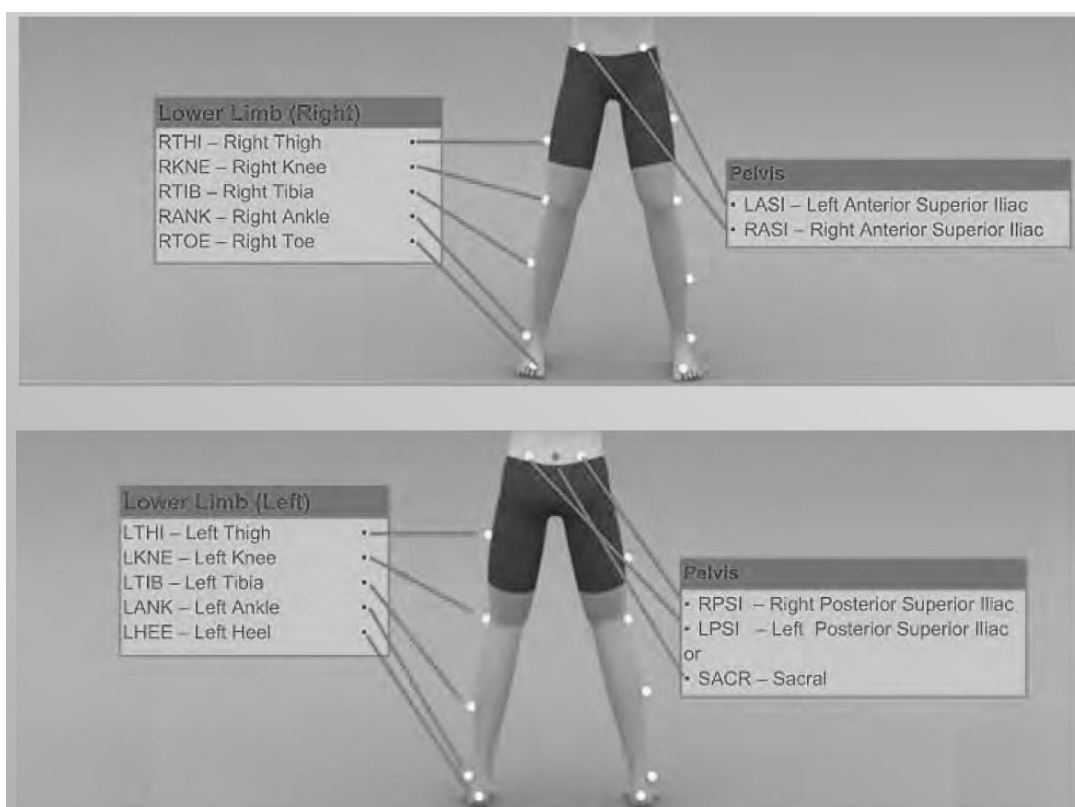
1.3 Umístění reflexních značek

Pro objektivnost měření se snímá lidské tělo z předem definovaných oblastí, ke kterým je nutno přiřadit značku (dále už jen „marker“), na které kamery reagují. Podle typu vyšetření a zkoumané osoby se zvolí vhodná velikost (rozmezí od 1.5 – 70 mm) a počet markerů na osobě [11]. V laboratoři chůze FN Brno se používají markery k analyzování chůze o velikosti 14 mm. Ukázka dvou typů markerů je uvedena na obrázku 2.

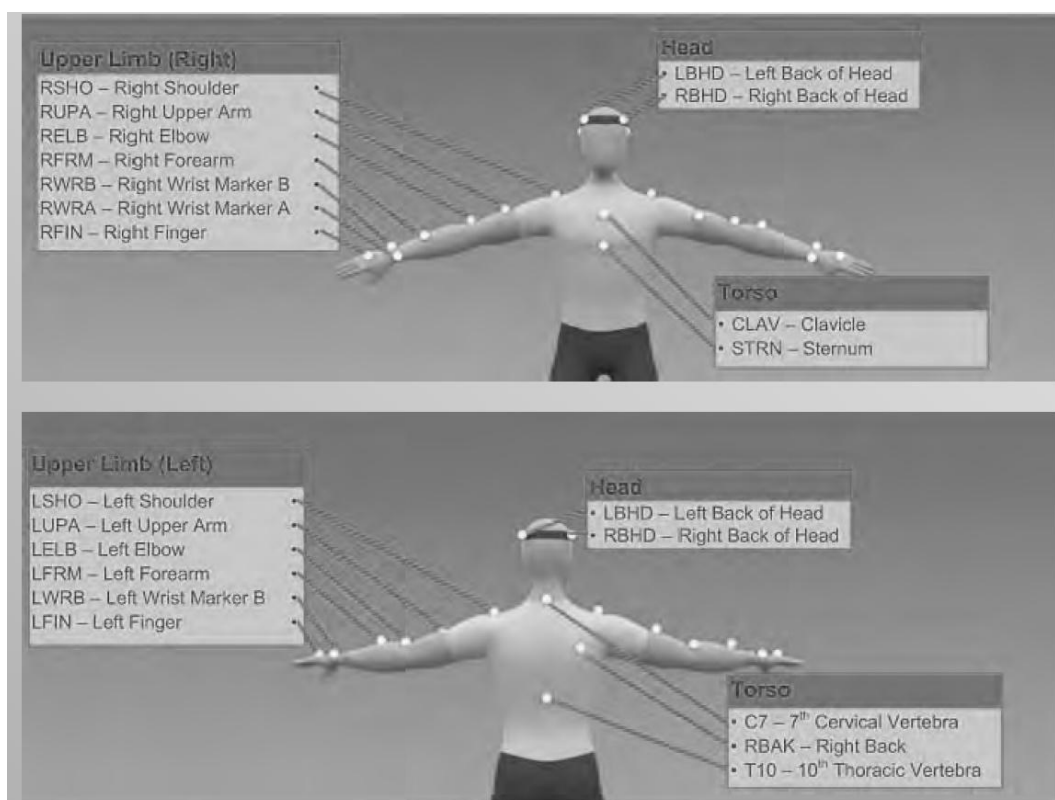


Obrázek 2: Ukázka markerů ve dvou velikostech [11]

Podle modelu „Newington - Helen Hayes“ se rozděluje vhodné rozmístění na „PlugInGait“ a „PlugInGait FullBody“ [11]. To je rozdělení na snímání dolních končetin a pánve, nebo na celotělové snímání zahrnující hlavu, hrudník a horní končetiny. Vhodné rozmístění z předního a zadního pohledu reprezentují dva obrázky níže podle způsobu „PlugInGait FullBody“. Na závěr po rozmístění markerů pracovník vloží odečtené anatomické hodnoty vzdáleností a velikosti měřených kloubů a kostí do systému a zahájí měření.



Obrázek 3: Ukázka rozmístění markerů na dolních končetinách [11]



Obrázek 4: Ukázka rozmístění markerů na horních končetinách, hrudníku a hlavě [11]

1.4 Limitace analýzy chůze ve 2D a 3D

Snímání chůze ve 2D je v dnešní době spíše na ústupu a bylo nahrazeno snímáním pohybu ve 3D. Důvodů k této změně bylo několik, nicméně všechny vedly k zlepšení přesnosti detekce a tím také zlepšení výsledné analýzy. Dále zde byla možnost si pohyb zobrazit ve všech třech základních rovinách a tím se vyhnout základním chybám 2D zobrazení a to paralaxní a perspektivní chybě. [3]

Metoda snímání pohybu ve 3D má kromě své vysoké přesnosti taky své nevýhody, jako je cena a relativní složitost metody. Nicméně je zde možnost ke zlepšování detekce samotných kloubů, které jsou z povrchového snímání dále orientačně dopočítávány a to pomocí anatomických predispozic jedince.

2 Systém pro analýzu chůze

2.1 Princip systému a jeho význam

Snímání lidské chůze probíhá výhradně v laboratorním prostředí při konstantních světelných podmínkách. Princip metody spočívá ve vhodném rozmístění několika kamer snímající konkrétní scénu z několika pohledů (Ukázka kamery je na obrázku 6). Scéna je osvětlena prstenci infračerveného světla okolo objektivu kamery o vlnové délce 780 nm pomocí AlGaAs LED diodami. [14]

Dopadající infračervené světlo (dále jen IR) se odráží a je detekované kamerami. Princip detekce odraženého světla je uveden na obrázku 5. Dráha jednotlivých markeru je pak uložena na paměťové médium.

Snímání má vysokou přesnost setiny milimetru, takže pokud nedojde k posunutí detektoru, uvažujeme hodnotu pozice jako konečnou [10]. V počítači pak můžeme z analyzovaných bodů vytvářet animace ve 3D, nebo grafy jednotlivých kloubů ve 2D. Spolu s kamerovým systémem se používají dvě tlakové desky. Pomocí nich zjišťujeme rozdíly v zatížení při došlapu obou chodidel.



Obrázek 5: Princip získání odrazu IR záření pro jednu kameru

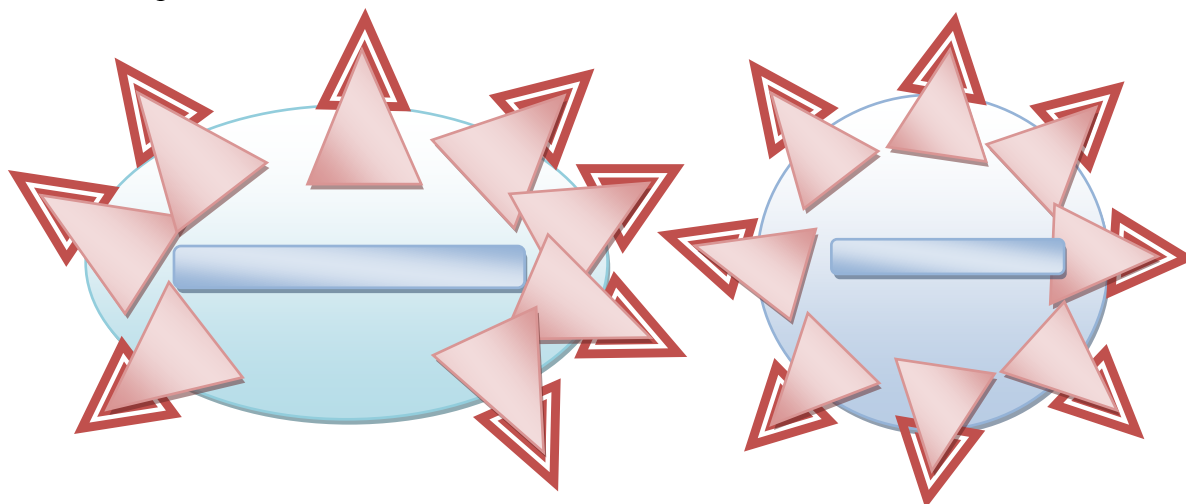


Obrázek 6: Kamerové hlavice s IR zářiči [9]

2.2 Rozmístění kamer v prostoru

Pro rozmístění kamer existují doporučení, u kde se jedná především o splnění určitých požadavků. Nejzákladnějším požadavkem pro 3D snímání je, aby jeden marker snímaly alespoň 2 kamery. Při dodržení základního pravidla se pak volí takové rozmístění, aby úhel mezi optickými osami jednotlivých kamer byl optimálně 90° . [13]

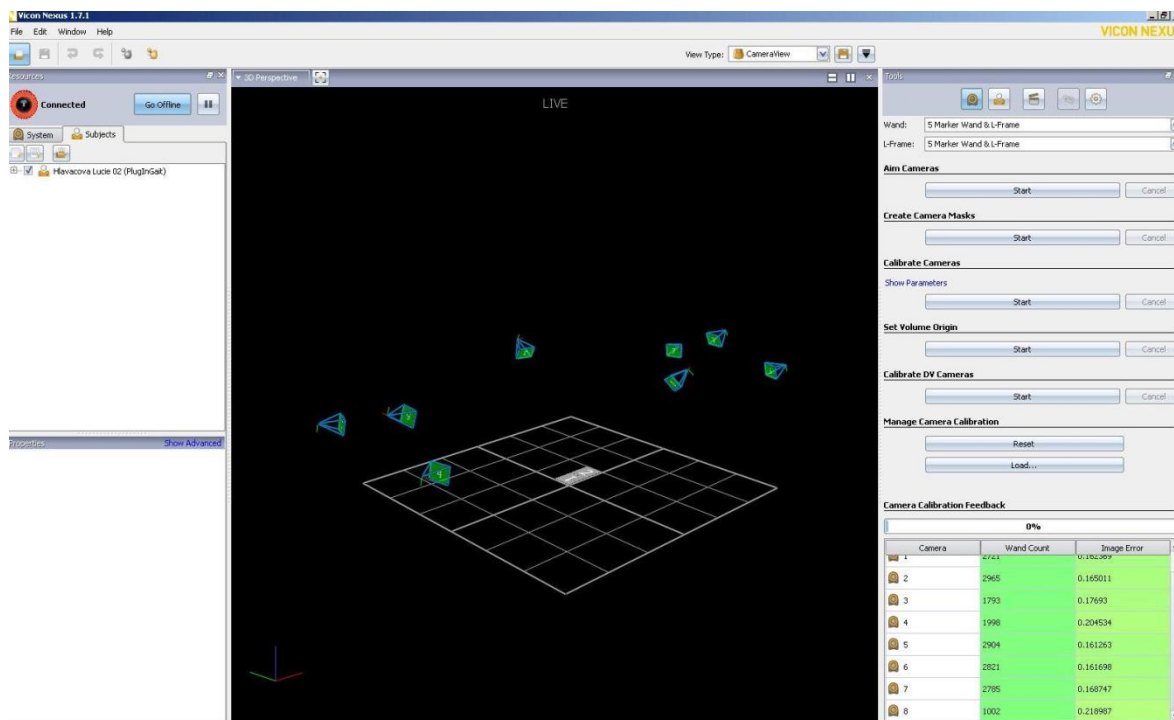
Tohoto požadavku se dosahuje nejlépe při rozmístění kamer do kruhu s minimální hodnotou poloměru 5 m (podle doporučení výrobce Vicon). V praxi se často využívá rozmístění do elipsoidního tvaru o velikosti prostoru alespoň 9 m na délku a 3 m na šířku. Tyto dva typy rozmístění reprezentuje obrázek 7. Dalším požadavkem je rozmístění kamer takovým způsobem, aby ve svém zorném poli neměli žádný zdroj infračerveného záření, který by způsoboval oblast, bez možnosti detekce. Pro optimální snímání lidské chůze se ve většině laboratoří používá 8 IR kamer [3].



Obrázek 7: Rozmístění kamer do tvaru elipsy a kruhu

Další pravidla pro rozmístění se potom odvíjí od charakteru a požadavků laboratoře samotné. Záleží tedy na velikosti laboratoře, vhodném osvětlení a na pozadí za objektivem. Pro velikost laboratoře je nutné, aby kamera byla v dostatečné vzdálenosti od pohybujícího se osoby a nezmizela tak z jejího zorného pole. To se týká především situací, kde se osoba pohybuje rychleji. Vhodného osvětlení a pozadí laboratoře dosáhneme tak, pokud osvětlení v místnosti je rovnoměrné a pozadí homogenní. Není tedy vhodné mít v pozadí jednobarevnou zeď s obrazy, květinami apod. [13]

Rozestavení kamer, umístěných v různých výškách a s rovinou představující podlahu laboratoře, je patrné z obrázku 8. Tyto kamery jsou umístěny na stojanech pro dosažení optimálního rozestavení.



Obrázek 8: Reálné rozmístění kamer v laboratoři FN Bohunice (zdroj, FN Brno)

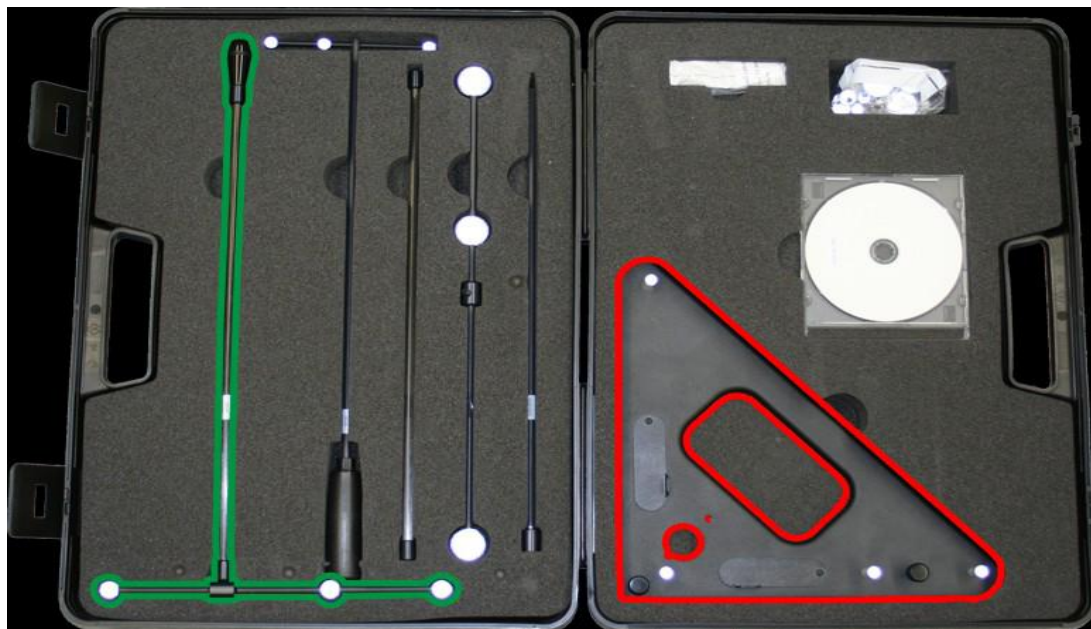
2.3 Synchronizace kamer

Pro zaručení správné funkce kamer je nutné, aby se systém kamer vzájemně synchronizoval po každém zapnutí systému. K získání prostorových souřadnic jednoho bodu je potřeba znát alespoň dvě dvojice rovinných souřadnic (ze dvou kamer) tohoto bodu ve stejném okamžiku. Proto je nutné provést „sladění“ – synchronizaci záznamů z různých kamer. [13]

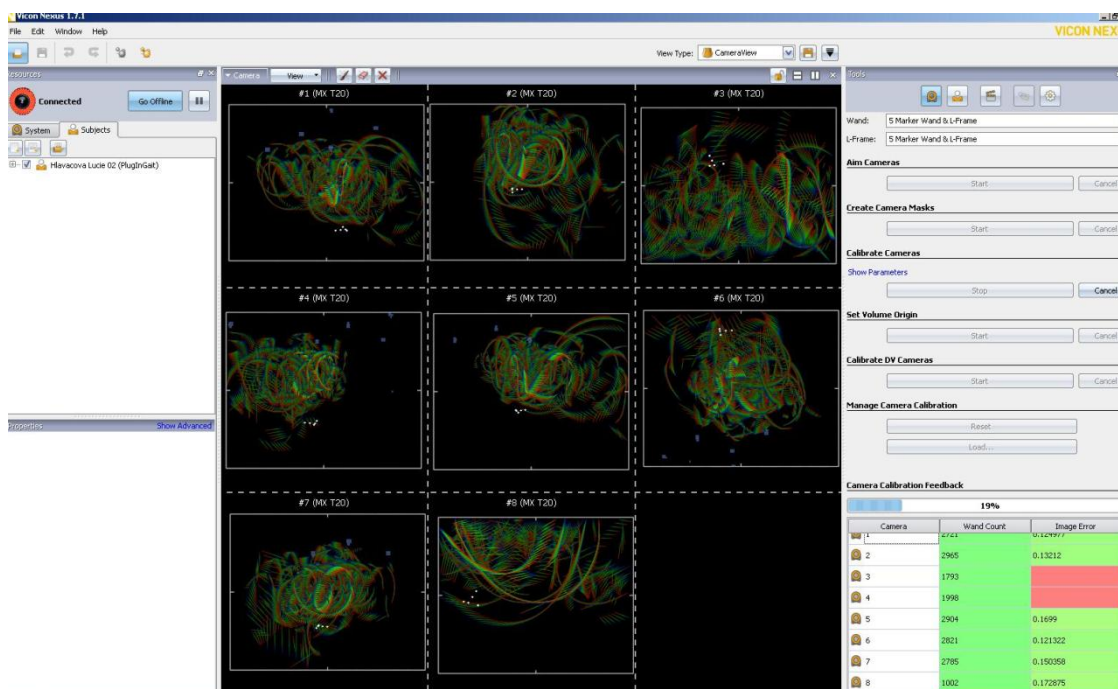
Bez tohoto kroku by nebylo možné pokračovat v analyzování chůze. Synchronizace se skládá z vymezení prostoru před kamerami a samotné synchronizace (kalibrace). Nekalibruje se tedy každá kamera zvlášť, ale celá soustava kamer na najednou.

Po nastavení kalibračního módu na počítači si vezme pracovník kalibrační pomůcku nejčastěji ve tvaru kříže (viz obrázek 9), kde jsou umístěny markery v konkrétní známé vzdálenosti a vzájemné poloze. Pracovník vymezuje pracovní prostor před kamerami, dokud

není celé pole prostoru definováno a synchronizace hotova. Na závěr umístí kalibrační kříž do středu prostoru na podlahu pro určení hranici s podlahou laboratoře. Po synchronizaci už nelze měnit postavení kamer v prostoru bez opakování tohoto procesu. Průběh synchronizace reprezentuje obrázek 10.



Obrázek 9: Synchronizační pomůcky - kalibrační kříž (vlevo) a kalibrační trojúhelník (vpravo) [5]



Obrázek 10: Synchronizace osmi kamer v laboratoři FN Bohunice (zdroj, FN Brno)

2.4 Snímání pohybu

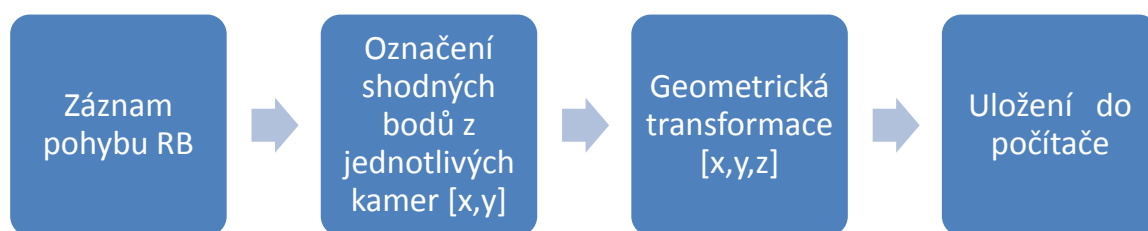
Systém kamer je unikátní sám o sobě. Obecně každá digitální kamera snímá světlo odražené od objektu, které prochází objektivem a soustavou zrcadel dopadá na světlo-citlivý detektor. Detektor převede obraz na elektrický proud a pošle jej na výstup. Právě u tohoto převodu neelektrické veličiny na elektrickou dochází často k tomu, že obraz není dostatečně ostrý.

Kamery od společnosti VICON jsou schopny eliminovat tyto nedostatky volbou vhodných parametrů scény. Scénu mohou snímat až s frekvencí 2000 snímků za vteřinu. Tato frekvence ovšem záleží na používaném softwarovém vybavení, kde bývá nastavena frekvence okolo 220 snímků za vteřinu. Rozlišení při takto vysoké frekvenci snímání je 1600 x 1280 pixel pro model MX 20+ používaný ve FN Brno. [14]

Aby se co nejvíce zmenšila neostrost obrazu, nastavuje se intenzita snímání na maximální hodnotu a práh citlivosti na hodnotu od 0,2 do 0,5 pro nejvhodnější rozlišení markeru [11].

2.5 Metoda zpracování dat

Běžná fotografie, či filmový záznam je zachycen pomocí jedné kamery vždy ve dvourozměrném zobrazení (2D) a tedy třírozměrné zobrazení (3D) z něj nezískáme. Použitím alespoň dvou kamer, které snímají jeden a ten samý objekt a pomocí vhodné geometrické transformace však problém řeší. Pohybová data markerů se po transformaci ukládají jako soustavy prostorových souřadnic v čase, které později můžeme modelovat i do trojrozměrného zobrazení (viz obrázek 11). [11]



Obrázek 11: Vznik prostorové souřadnice ze dvou 2D obrazů v čase „T1“

2.6 Datový soubor ve formátu CSV

Zaznamenané souřadnice markerů v čase se ukládají do textového formátu v podobě ASCII. Text s daty může být zobrazen v jakémkoliv textovém editoru. Samotný obsah souboru je složen z hlavičky a těla dokumentu.

Hlavička obsahuje vzorkovací frekvenci, jméno pacienta spolu s uvedenými názvy jednotlivých markerů (viz obrázky 3 a 4). Tato sekvence názvů (zkratk) se ve stejném pořadí potom objevuje při popisu jednotlivých hodnot markerů v řádcích v těle dokumentu.

V těle dokumentu je potom na každém řádku zaznamenán pohyb markeru v čase. Samotný řádek je složen z čísla snímku a pod-snímku a dále jsou zde hodnoty bodů prostorových souřadnic ve formátu „x, y, z“ oddělené čárkou. Následující řádek představuje ty samé hodnoty v dalším časovém okamžiku. Data se dají vhodně exportovat do programovacího jazyku MatLab.

Ukázka zdrojových dat dvou časových jednotek:

100,,Viktor 2:LASI,,,Viktor 2:RASI,,,Viktor 2:LPSI,,,Viktor 2:RPSI,,,Viktor 2:LTHI,,,Viktor
2:LKNE,,,Viktor 2:LTIB,,,Viktor 2:LANK,,,Viktor 2:LHEE,,,Viktor 2:LTOE,,,Viktor 2:RTHI,,,Viktor
2:RKNE,,,Viktor 2:RTIB,,,Viktor 2:RANK,,,Viktor 2:RHEE,,,Viktor 2:RTOE,,,

Frame,Sub

Frame,X,Y,Z,X,Y,Z,X,Y,Z,X,Y,Z,X,Y,Z,X,Y,Z,X,Y,Z,X,Y,Z,X,Y,Z,X,Y,Z,X,Y,
Z,X,Y,Z,X,Y,Z

[illegible]

309,0,-1168.13,308.649,997.119,-1210.23,44.6899,999.963,-1356.62,266.729,1013.47,-
1378.09,162.488,1025.84,-1104.63,376.266,608.388,-1079.35,312.471,506.879,-
989.742,339.486,183.478,-958.617,270.804,101.178,-994.533,226.832,42.1522,-
816.306,250.879,118.25,-1378.72,24.3106,609.026,-1417.64,97.7464,500.061,-
1492.78,98.2969,134.712,-1506.28,155.193,83.2754,-1581.25,183.751,28.4229,-
1350.61,193.534,36.243

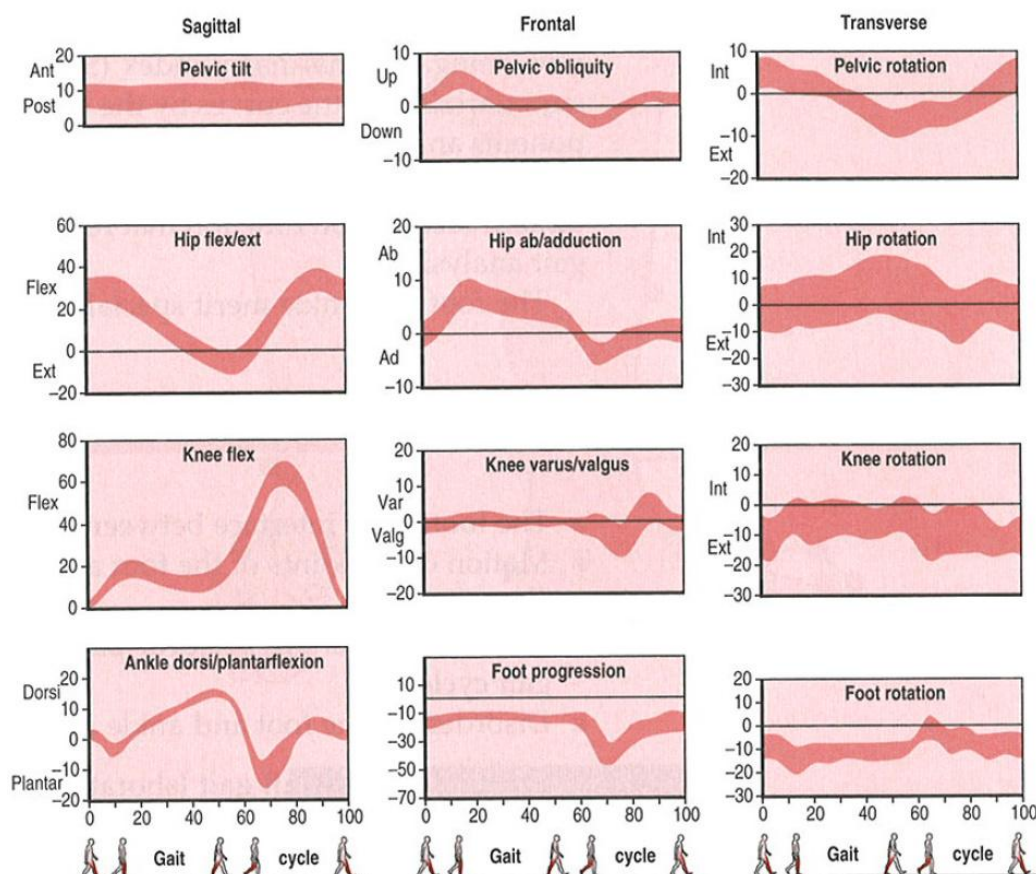
310,0,-1148.26,309.371,998.487,-1189.78,45.9234,999.817,-1337,266.972,1014.46,-
1357.96,161.544,1025.81,-1080.56,375.188,606.56,-1053.97,310.507,505.185,-
962.96,335.39,181.893,-929.954,266.264,99.9262,-963.854,221.853,41.4229,-

785.756,245.386,119.153,-1363.92,22.6318,605.655,-1403.82,95.3226,496.773,-
 1496.77,98.0448,142.517,-1511.38,155.293,90.1816,-1585.47,184.707,43.1261,-
 1362.68,197.609,35.0621

2.7 Vyhodnocení záznamu dat

Vyhodnocení záznamu probíhá většinou již v ordinaci lékaře, kde si lékař za pomoci programu Vicon Polygon nahraje odpovídající datový záznam a vybere si úseky chůze, které chce analyzovat [9]. Pro zobrazení 3D modelu, nebo libovolných markerů lze využít i programu Vicon Nexus, ve kterém je řízen celý proces snímání chůze.

Lékař má k dispozici data ze záznamu chůze, z tlakové desky, nebo z elektromyografické metody, pokud bylo potřeba snímat svalovou aktivitu končetin těla [10]. Vicon Polygon přepočítává samotný pohyb markeru končetin na úhly mezi nimi a tento průběh se vynese do grafu. Takto se získá například úhlové rozpětí kolenního kloubu (viz obrázek 12).



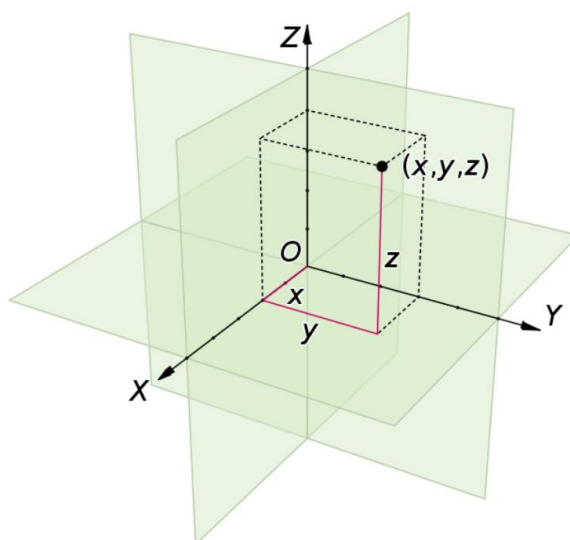
Obrázek 12: Ukázka jednotlivých kloubů (kotníkový, kolenní, kyčelní) a pánve ve třech základních rovinách [3]

3 Realizace algoritmu a uživatelského software

System Vicon poskytuje data z chůze ve formě kartézské soustavy souřadnic (viz obrázek 13) a pro univerzálnost metody jsou data uložena ve dvou formátech. První formát C3D je uložen v binárních hodnotách, druhý ve formátu CSV. Oba formáty ze záznamu chůze zároveň doplňují data případného snímání dopadu chodidla na tlakovou desku, nebo doplňují data elektromyografického záznamu.

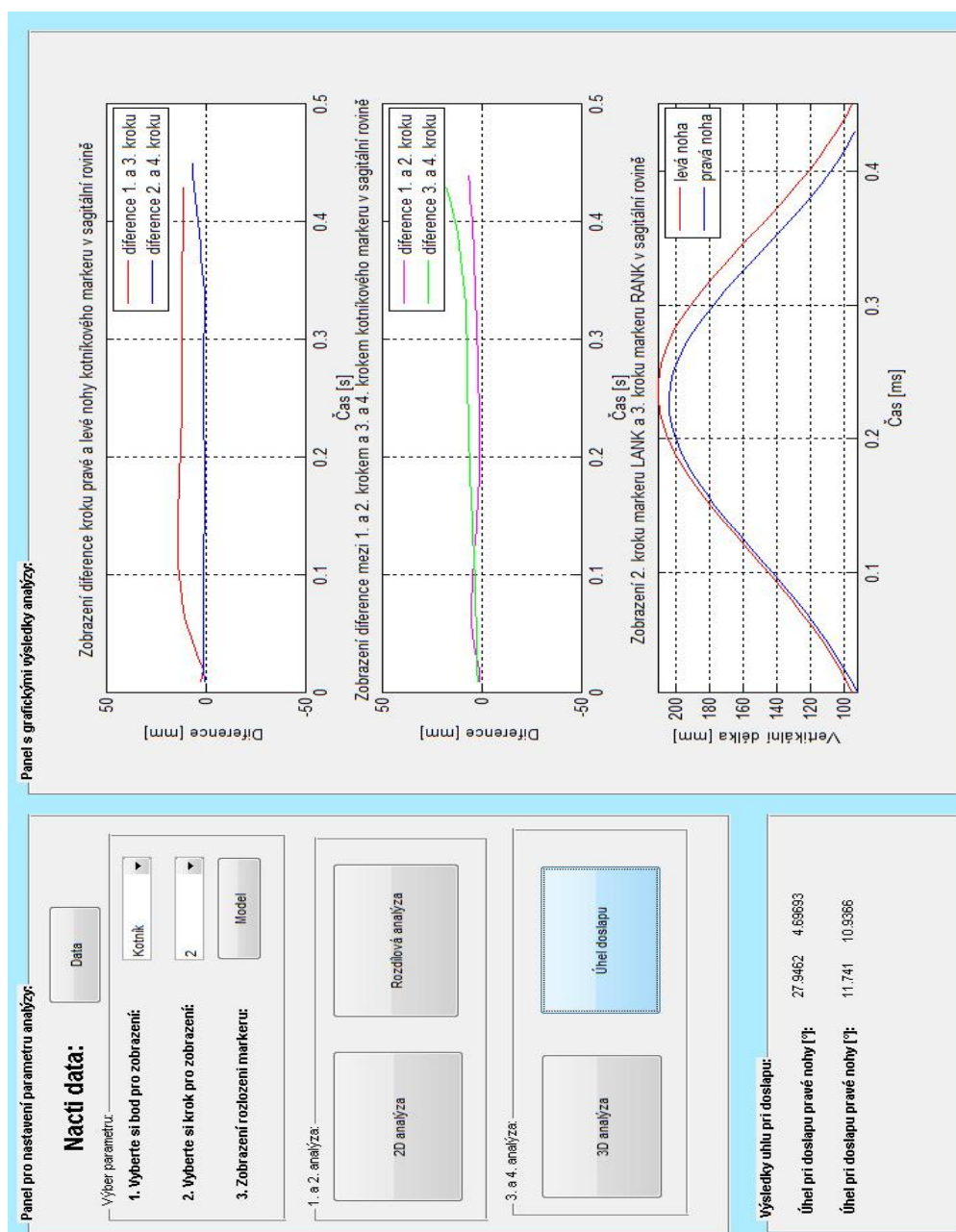
První formát C3D (zkratka z anglického jazyka „coordinate 3D“), který znamená koordinovaný 3D záznam skládající se z binárních dat obsahující pouze surová data. Součástí C3D formátu jsou také standardní a výběrové parametry, které surovým datům dávají jejich popis a funkci [15]. Pro zpracovávání binárního formátu je potřeba dbát volby vhodného programu, který data korektně zobrazí.

Druhým formátem je formát CSV (zkratka z anglického jazyka „comma-separated values“), který představuje formát s hodnotami oddělené řídícím znakem. Tento formát se skládá z textových hodnot a lze jej otevřít v jakémkoliv základním textovém editoru. Díky jednoduchosti formátu a bezproblémové kompatibilitě s programovacím jazykem Matlab byl tento formát vybrán pro následující analýzu dat.



Obrázek 13: Ukázka bodu o souřadnici (x,y,z) v kartézské soustavě souřadnic

Pro zpracování výstupních dat ze systému Vicon jsme se rozhodli využít programu Matlab ve verzi R2009b. Program umožňuje jednoduchý import dat z Microsoft Office Excel do matice hodnot a uložit je ve formátu *název_proměné.mat*. Zároveň je schopen zobrazit jednotlivé struktury a zorientovat se v jejich základní podobě a následně realizovat navržené algoritmy, které se ukládaly do formátu *název_algoritmu.m*. Po vytvoření několika dílčích algoritmů pro analýzu jsme se rozhodli vytvořit grafické rozhraní s menu, ze kterého se algoritmy jednoduše ovládají. Formát se ukládá ve dvou souborech *graficke_rozhrani.m* a *graficke_rozhrani.fig*. Ukázka grafického prostředí je na obrázku 14.



Obrázek 14: Ukázka grafického prostředí vytvořeného programu v Matlabu

3.1 Postup pro realizaci algoritmů

Po importu souboru dat formátu CSV do matlabu se vytvoří proměnná obsahující jednotlivé markery s hodnotami souřadnic v kartézském souřadném systému. U každého z markerů lze zobrazit závislost bodu v prostoru na čase v dané rovině (frontální, sagitální, transversální), nebo lze porovnávat odlišnosti mezi jednotlivými markery navzájem. Název jednotlivých markerů s jejich popisem umístění na lidském těle je uveden v tabulce 1.

Pro základní rozdělení chůze na kroky lze využít detekce minimálních a maximálních hodnot kotníkového markeru, kde minimální hodnoty v sagitální rovině připadají na došlap chodidla. Díky tomuto rozdělení lze porovnávat jednotlivé kroky v dvojrozměrné analýze spolu s analýzou úhlů mezi chodidlem a osy směru chůze při došlapu.

Tabulka 1 Tabulka markeru s překladem

Marker	Umístění markeru na těle
RTHI/LTHI	pravé/levé stehno
RKNE/LKNE	pravé/levé koleno
RTIB/LTIB	pravá/levá holeň
RANK/LANK	pravý/levý kotník
RTOE/LTOE	pravý/levý palec
RHEE/LHEE	pravá/levá pata
RPSI/LPSI	pravá/levá zadní část pánve

V této práci byly vytvořeny čtyři analýzy popisující lidskou chůzi spočně s rozdíly mezi končetinami.

3.2 Analýza dat ve 2D

Cílem analýzy je zobrazit jednotlivé markery dolních končetin ve dvourozměrném zobrazení v sagitální rovině a tím ilustrovat pohyb jednotlivých částí těla. Algoritmus využívá zobrazení souřadnic ve 2D a zobrazuje pohyb na základě vstupních parametrů. U dvojrozměrné analýzy se jedná o číslo kroku a název zobrazované části těla. Grafický výstup

dokáže ilustrovat případné změny v kroku pacienta a tím pomůže lokalizovat místo vzniku a později i případnou příčinu problému.

3.3 Rozdílová analýza

Cílem analýzy bylo vypočítat rozdíl dvou stejných markerů umístěných na protějších končetinách a tím získat hodnotu, reprezentující symetrii chůze mezi pravou a levou nohou. Algoritmus odečítá hodnoty na ose z v každém časovém okamžiku a ukládá je do proměnné spolu s daným krokem. Závislost rozdílu se potom vynese do dvou grafů, kde první graf reprezentuje diferenci průběhu pravé a levé nohy. Druhý graf porovnává rozdíl průběhu mezi krokem pravá a levá nohy navzájem.

$$\Delta z(t) = |z_{RM}(t) - z_{LM}(t)| \quad (1.1)$$

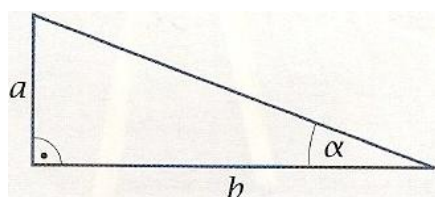
kde z je hodnota souřadnice na ose z , R je pravá noha, L je levá noha, M je typ markeru, t je hodnota daného časového kroku.

3.4 Reprezentace dat ve 3D

Cílem analýzy bylo interpretovat data ve trojrozměrném zobrazení. Smyslem zobrazení chůze je, že ve 3D zobrazení pomáhá nalézt místa se zhoršenou pohyblivostí člověka, na které se potom lékař zaměří při 2D analýze. Algoritmus zobrazení modelu dolních končetin ve 3D spočívá ve vytvoření spojnic mezi jednotlivými markery v každém časovém okamžiku záznamu s pauzou pro jejich zobrazení. Tímto spojením dochází v grafu k plynulé chůzi.

3.5 Analýza došlapu chodidla

Cílem analýzy bylo zjistit pod jakým úhlem našlapuje pacient na chodidlo při došlapu. Hodnoty úhlů poskytují informaci o správné funkci kyčelního kloubu. Algoritmus využívá analýzy došlapu chodidla, který nalezne z minimální hodnoty kotníkového markeru v sagitální rovině. Následně se vypočítá difference hodnot na ose x a y mezi markerem na kotníku a na palci příslušné nohy. Tímto získáme délky a a b jak uvádí obrázek 15. A z nich je možné vypočítat úhel α z rovnice (1.2).



$$\operatorname{tg}(\alpha) = \frac{a}{b} \quad (1.2)$$

Obrázek 15: Závislost úhlu α na stranách a a b v pravoúhlém trojúhelníku

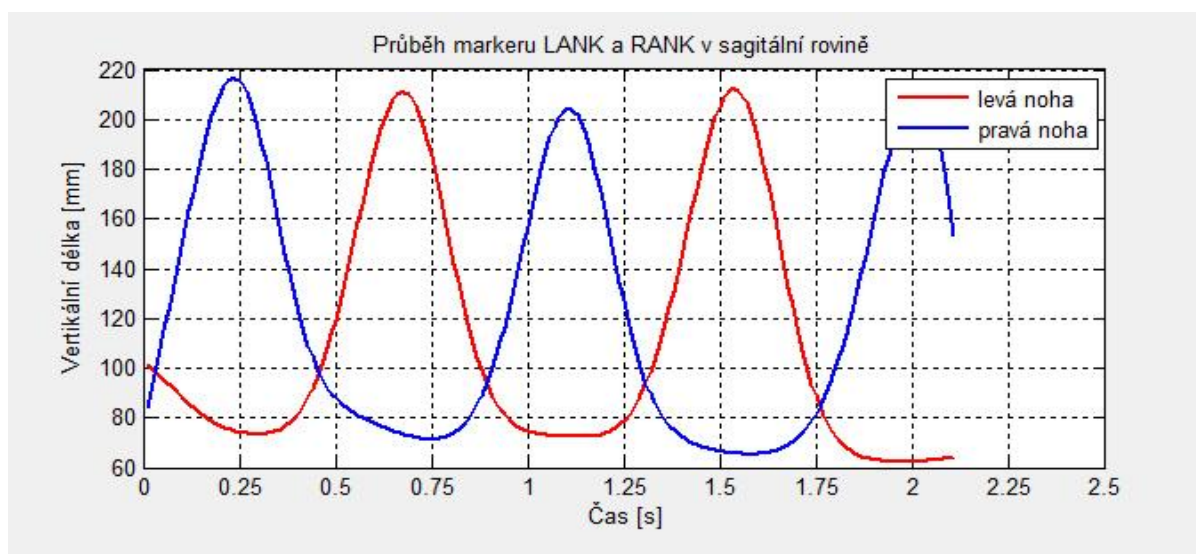
4 Dosažené výsledky

Z laboratoře jsme získali anonymizovaná data zdravého pacienta s délkou záznamu okolo dvou a půl sekund. Vytvořené algoritmy jsme ověřili v laboratoři chůze FN Brno a porovnali naše grafické výsledky s výsledky programu Vicon Nexus. Spolu s vytvořenými algoritmy jsme vytvořili také grafické prostředí pro ovládání programu, kde si uživatel může spustit uvedené analýzy. Návod pro obsluhu programu je popsán v příloze.

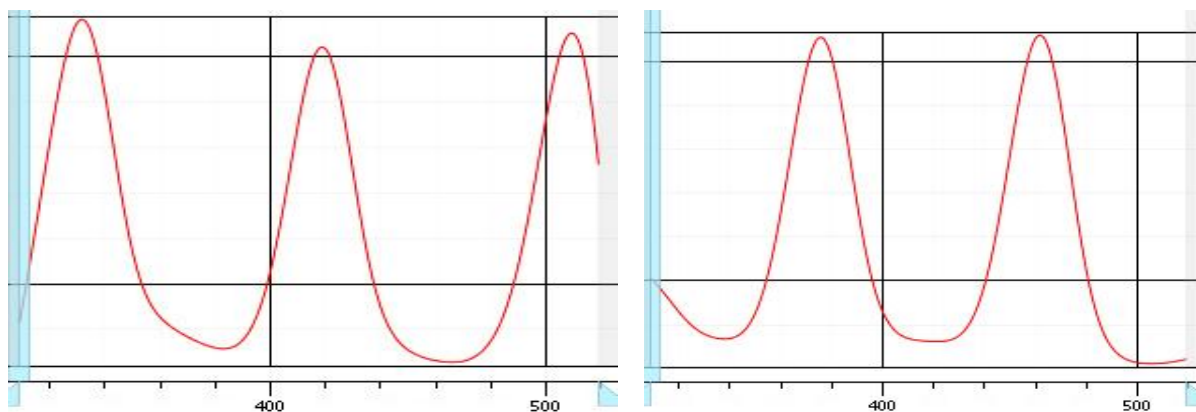
Získaná data zachycující chůzi čtyř kroků zdravého člověka pravděpodobně dětského věku. Za 2,2 s pacient ušel přibližně 4 m rychlostí 1,8 m/s.

4.1 Analýza dat ve 2D

Průběh kotníkového markeru probíhá střídáním maximální a minimální hodnoty v přibližně symetrickém sledu každé 0,75 sekundy pro každou nohu. Průběh kotníkového markeru z programu Matlab a programu Vicon Nexus reprezentují obrázky 16 a 17. Švihací fáze nohy střídá fázi vykračovací. Minimální hodnota při došlapu kotníku se pohybuje mezi 60 mm do 80 mm. Rozmezí odpovídá fyziologickým hodnotám vzdálenosti kotníku od podlahy. Rozdílná hodnota okolo 10 mm při došlapu po prvním a třetím kroku pravé nohy může být způsobena nepřenese celé váhy těla na patu.



Obrázek 16: Průběh kotníkového markeru v sagitální rovině z programu Matlab

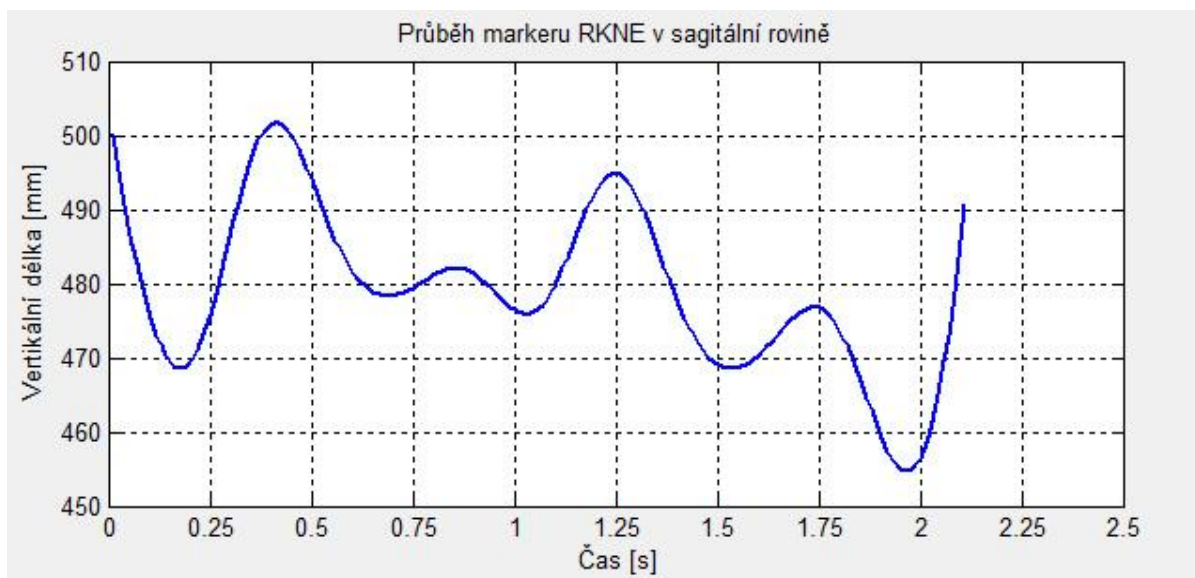


Obrázek 17: Průběh markerů RANK (vlevo) a LANK (vpravo) v sagitální rovině z programu Vicon Nexus (zdroj, FN Brno)

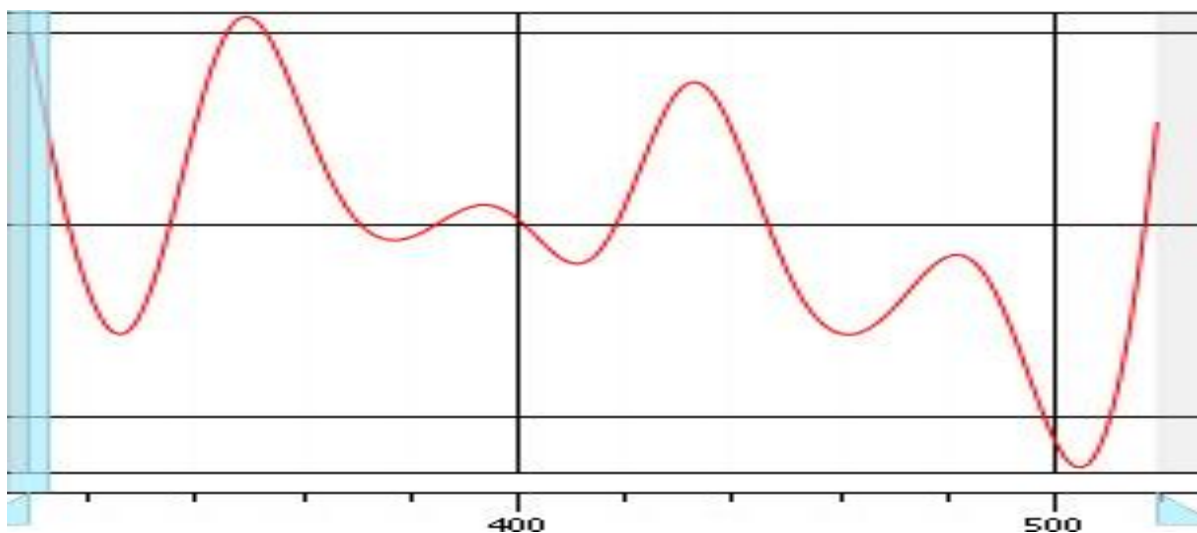
Reprezentace pravého kolenního markeru vybraného úseku chůze již nemá tak viditelný symetrický průběh, nicméně střídání klesající fáze s rostoucími fázemi v rámci jednoho kroku je stejná a viditelná na grafu. Průběh kolenního markeru z programu Matlab a programu Vicon Nexus reprezentují obrázky 18 a 19.

Výchozí hodnota při švihací fázi je 500 mm nad úrovní podlahy. Prvních 0,25 sekundy dochází ke klesání kolene o 31 mm a to díky postupnému zpevňování levé stojné nohy a povolování pravého kyčelního kloubu. Dalších 0,5 sekundy se střídá výrazná fáze růstu s fází poklesu kolene. Poslední růst v čase 0,8 sekund nabývá hodnoty 480 mm při došlapu chodidla. Celý cyklus se opakuje u třetího kroku a začátku pátého kroku pravé nohy. U průběhu třetího kroku je celkový pokles průběhu kolene pravděpodobně způsobený povolením svalstva pravé nohy. Švihací fáze pátého kroku však naznačuje návrat k hodnotě okolo 500 mm z prvního kroku. Rozmezí, ve kterém se koleno pohybuje v sagitální rovině je u prvního kroku je 31 mm a u druhého kroku 40 mm. Průběh kolene můžeme považovat za normální.

Rozdíl v zobrazení ilustrovaných dat mezi námi vytvořeným algoritmem v matlabu a programem používaný v laboratoři je minimální. Graficky lze poznat, že se jedná o identická data lišící se pouze v barvě datové řady a v popisu času na ose x , který je vyneseno v diskrétních hodnotách.



Obrázek 18: Průběh kolenního markeru v sagitální rovině z programu Matlab



Obrázek 19: Průběh kolenního markeru v sagitální rovině z programu Vicon Nexus (zdroj, FN Brno)

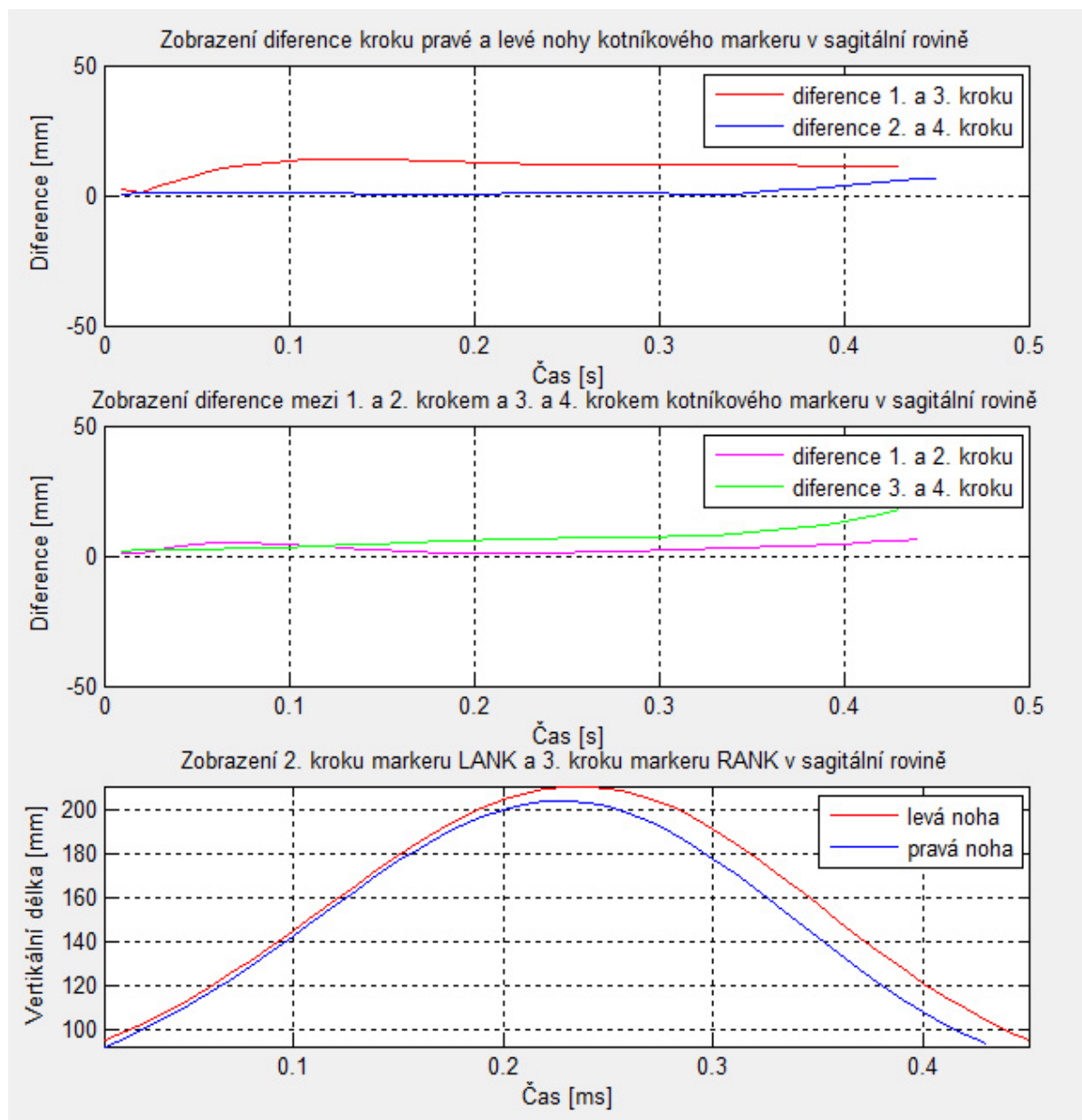
4.2 Rozdílová analýza

Zobrazení difference mezi jednotlivými kroky jsme si vynesli do tří grafů, kde první dva reprezentují rozdíl hodnot mezi dvojicemi kroků v čase a třetí graf zobrazuje krok s krokem předcházejícím zvoleného markeru pro zřetelnější ilustraci rozdílové analýzy. Zobrazení výsledku rozdílové analýzy ilustruje obrázek 20.

První graf popisuje diferenci mezi kroky levé a pravé nohy. Z prvního grafu je patrné, že rozdíl mezi druhým a čtvrtým krokem je téměř totožný. To znamená, že pravá noha opsala při prvním a třetím kroku téměř tu samou dráhu. Naopak u difference kroků levé nohy je z počátku nulová, později během jedné desetiny sekundy vzroste na hodnotu 15

mm a tahle hodnota se téměř nemění. Tento jev je pravděpodobně způsobený, že marker u prvního, nebo u třetí kroku opisuje větší křivku po uplynutí 0,1 sekundy a tím vznikne tato konstantní změna, která je podobná třetímu grafu. Výsledkem analýzy je, že první a třetí krok kotníkového markeru je přibližně identický od 0,1 sekundy do 0,42 sekundy.

Druhý graf vytvořený na základě stejného algoritmu popisuje rozdíly mezi prvním a druhým dvoj-krokem. Změny obou křivek jsou zde velice konstantní a neobjevují se zde výrazné změny, které by byly signalizovaly problémy v chůzi.



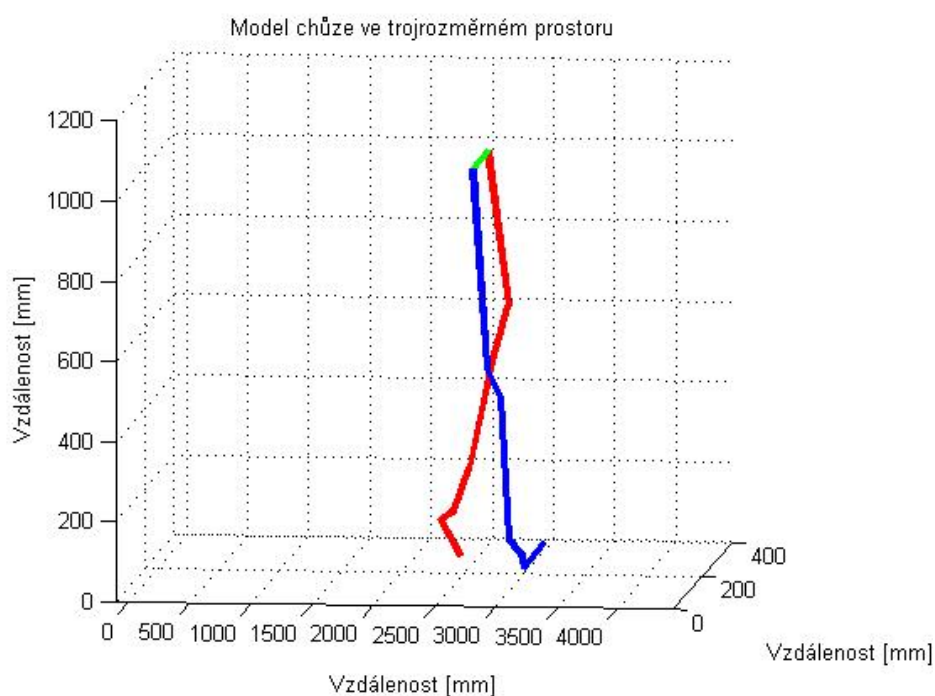
Obrázek 20: Zobrazení grafického výstupu rozdílové analýzy z programu Matlab

4.3 Reprezentace dat ve 3D

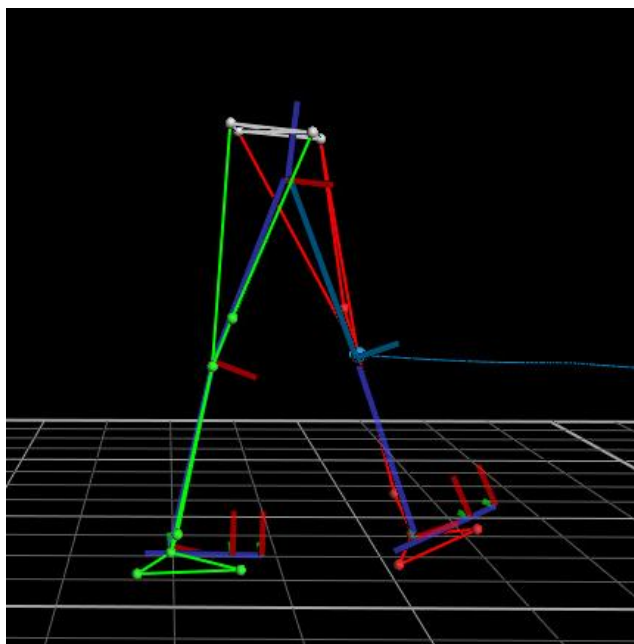
K celkovému pohledu na průběh chůze v čase poskytuje 3D reprezentace. Ze záznamu lze rekonstruovat chůzi bez subjektivního vnímání samotné osoby a lze tak získat základní představu o chůzi samotné. Analýzu dat ve 3D lze zobrazit v příloženém programu z CD. Výsledkem algoritmu je zobrazení normální chůze s téměř symetrickým průběhem a konstantní rychlostí. Ukázka průběhu modelu chůze z programu Matlab a Vicon Nexus je zobrazena na obrázcích 21 a 22.

V porovnání grafického zpracování chůze našeho modelu s modelem v program Vicon Nexus, lze říci, že náš model zobrazuje pouze základní průběh pohybu markerů v čase s rozdělením pravé a levé nohy a spojnici mezi nimi. Dále zobrazuje prostor, ve kterém se osoba pohybuje a podle výšky pánevního markeru o hodnotě 1020 mm lze považovat pacienta za osobu dětského věku.

Nedostatkem vytvořeného modelu může být absence několika možností, jako je: detailnější zpracování obou končetin a tím docílení lepšího prostorového zobrazení, absence tlačítka pro pauzu spolu s možností pozorovat model z různých pohledů



Obrázek 21: Ukázka 3D modelu chůze z programu Matlab



Obrázek 22: Ukázka 3D modelu chůze z programu Vicon Nexus (zdroj, FN Brno)

4.4 Analýza došlapu chodidla

Výsledky úhlů pravé a levé nohy při došlapu od osy směru chůze nám vyšly v rozmezí od 4° do 28° . Konkrétně při dvou došlapech u pravé nohy byly vypočteny hodnoty $27^\circ 54'$ a $4^\circ 42'$ u levé nohy $11^\circ 43'$ a $10^\circ 53'$. Všechny čtyři úhly jsou ve fyziologických hodnotách při došlapu chodidla na podložku [8].

Výsledky mohou být ovlivněny chybou, která vzniká, pokud by osoba nešla přímo rovně (dochází k posunu ve frontální rovině). Algoritmus vypočítává hodnoty od os kartézské soustavy místo od osy směru chůze.

Závěr

Cílem bakalářské práce bylo seznámení se s laboratorním systémem pro analýzu lidské chůze a způsobem zpracováním datového souboru chůze ze systému Vicon, který snímá lidskou chůzi pomocí soustavy kamer a následně provést analýzu ve zvoleném programovém jazyce.

Na začátku práce je definována kinematika chůze a problémy, které jsou indikací k vyšetření. Dále je diskutováno možné využití pro rehabilitaci spolu s vhodným umístěním reflexních značek na těle pacienta. Ve druhé kapitole je uveden princip metody spolu s vhodným rozmístěním kamer včetně způsobu synchronizace kamer pomocí kalibračních pomůcek. Dále je popsána metoda zpracování dat a následná interpretace datového formátu CSV. Ve třetí kapitole je popsána realizace vybraných čtyř analýz z datového souboru pomocí programu Matlab. Ve čtvrté kapitole se objevuje interpretace vybraných průběhu daných algoritmů v porovnání s programem používaný v laboratoři chůze.

Pomocí vytvořených algoritmů jsem interpretoval data ve čtyřech různých analýzách a následně jsem výstupy porovnával s grafickými výsledky programu Vicon Nexus. Porovnáním výstupů u 2D analýzy prokázalo, že se vytvářené grafické průběhy dat neliší od těch z laboratoře. Porovnání výstupů u rozdílové analýzy nebylo možné graficky interpretovat, protože touto analýzou program Vicon Nexus nedisponuje. Nicméně výsledkem porovnání jednotlivých průběhů markeru vyšla, že nejmenší difference kroku mezi pravou a levou končetinou je u markeru na palci, největší naopak u holenního markeru. Při zobrazení chůze ve 3D s výsledky grafického výstupu lišili nejvíce. Vytvořený algoritmus zdaleka není tak plastický a nedisponuje možností pozorování modelu z více jak jednoho pohledu. Nicméně pro základní interpretaci dat ve 3D je dostatečně vypovídající. Poslední analýza pro výpočet úhlu mezi osou směru chůze a došlapu vyšly hodnoty v rozmezí od 4° do 28° a jsou tedy ve fyziologickém rozmezí.

Cíle zadání bakalářské práce jsem splnil. Výsledný grafický a výpočetní výstup navrženého programu věrně popisoval data v porovnání s laboratoří. Místo pro zlepšení bylo především v lepším zobrazení modelu ve 3D spolu s vytvořením grafického zpracování dat interpretující úhly mezi jednotlivými končetinami ve třech základních rovinách.

Literatura

- [1] COOK, R.E., et al. Gait analysis alters decision-making in cerebral palsy. In *Journal of Pediatr Orthop.*, 2003 May-Jun; 23(3):292-5.
- [2] NOVACHEK, T. Center for Gait and Motion Analysis. Dostupný z:
<www.gillettechildrens.org>.
- [3] KIRTLEY, Christopher. CHURCHILL LIVINGSTONE. *Clinical gait analysis: theory and practice*. New York: Elsevier, 2005. ISBN 04-431-0009-8.
- [4] Vicon Motion Capture Quick Guide [online]. 2011-12-28. Dostupný z:
<<http://www.cacs.louisiana.edu/labs/ecrg/vicon/index.html>>.
- [5] Aplikace systému pro snímání pohybu ve fyzioterapii. Praha, 2010. Dostupné z:
<http://vyuka.iim.cz/_media/a4m39mma:pospiji9_2010bach.pdf>. Bakalářská práce. Univerzita ČVUT v Praze. Vedoucí práce Ing. Roman Berka, Ph.D.
- [6] Poul, Jan - Bajerová, Jaroslava - Jadrný, Jan - Fedrová, Alena. In 11th EFORT Congress. Londýn : BRITISH EDITORIAL SOC BONE JOINT SURGERY, 2010.
- [7] Poul, Jan - Jadrný, Jan - Fedrová, Aneta - Muchová, Milada. In *Ortopédia*. 2010.
- [8] RYCHLÍKOVÁ, Eva. *Poruchy funkce kloubů končetin a jejich terapie*. 1. vyd. Praha: Triton, 1994, 175 s., il. ISBN 80-858-7501-2.
- [9] VICON MOTION SYSTEM [online]. 2011-12-30. Dostupný z :<http://vicon.com/applications/gait_analysis.html >
- [10] Laboratoř chůze České Televize [online]. 2011-12-30. Dostupný z:
<<http://www.ceskatelevize.cz/porady/10121359557-port/vyhledavani/chuze/528-laborator-chuze/>>
- [11] Kinematická analýza. In: SVOBODA, ZDENĚK a MIROSLAV JANURA. [online]. [cit. 2012-01-02]. Dostupné z:
<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php?option=com_docman&task=doc_view&gid=18&tmpl=component&format=raw&Itemid=67>
- [12] SVOBODA, ZDENĚK a MIROSLAV JANURA. *Nové trendy v biomechanické analýze pohybu* [online]. [cit. 2012-01-02]. Dostupné z:
<http://oldwww.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-dokumenty/Katedra_biomechaniky/Metodybiomechanickehovyzkumu.pdf>
- [13] JANURA, MIROSLAV. *Rozdělení metod biomechanického výzkumu* [online]. [cit. 2012-01-02]. Dostupné z: <http://oldwww.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-dokumenty/Katedra_biomechaniky/Metodybiomechanickehovyzkumu.pdf>

- [14] VICON MOTION SYSTEMS. System reference: Revision 1.4 [online]. [cit. 2012-01-01]. Dostupné z:
<<http://bdml.stanford.edu/twiki/pub/Haptics/MotionDisplayKAUST/ViconHardwareReference.pdf>>
- [15] Manuál k formátu C3D. In: Motion Lab System: User Manual [online]. United States of America: Motion Lab Systems, Inc., 2002 [cit. 2012-04-30]. Dostupné z:
<<http://isbweb.org/software/movanal/C3D/C3Dmanual.pdf>>

Seznam použitých zkratek

3D - Three-dimensional

2D - Two-dimensional

HW - Hardware

SW - Software

IR - Infrared

ASCII - American standart code for information interchange

Přílohy

Ovládání programu

Program se spouští v programovém prostředí Matlab a byl odkoušený ve verzi Matlab 7.9.0.529 (2009b). Po načtení příslušné složky z CD se otevře a spouští soubor ZZOBRAZENI.m. Zobrazí se vytvořené grafické prostředí vytvořeného programu.

Prvním krokem pro analýzu chůze je načtení odpovídajícího záznamu po kliknutí na tlačítko DATA. Tímto krokem se načtou odpovídající parametry pro analýzu chůze, z kterých je datový soubor složen (volba zobrazení jednotlivé části těla, nebo kolikátý krok chcete zobrazit).

Dále lze postupovat výběrem jednoho z čtyř tlačítek analýz (2D analýza, Rozdílová analýza, 3D analýza, Úhel došlapu). Názvy jednotlivých tlačítek odpovídají volbě zkoumaných analýz (například tlačítko 2D, spouští analýzu 2D apod.) Pro zobrazení umístění markeru na těle dolních končetin slouží tlačítko MODEL.